

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

25.08.03

REC'D 10 OCT 2003

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日
Date of Application: 2002年 8月29日

出 願 番 号
Application Number: 特願2002-251697
[ST. 10/C]: [JP 2002-251697]

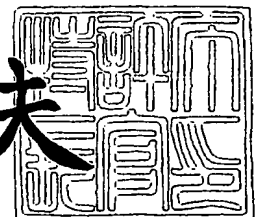
出 願 人
Applicant(s): 株式会社トプコン

PRIORITY DOCUMENT
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH
RULE 17.1(a) OR (b)

2003年 9月26日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今井康夫



BEST AVAILABLE COPY

出証番号 出証特2003-3079183

【書類名】 特許願

【整理番号】 P0619JP

【提出日】 平成14年 8月29日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 3/00

【発明者】

 【住所又は居所】 東京都板橋区蓮沼町 7 5 番 1 号 株式会社トプコン内

 【氏名】 山口 達夫

【発明者】

 【住所又は居所】 東京都板橋区蓮沼町 7 5 番 1 号 株式会社トプコン内

 【氏名】 三橋 俊文

【発明者】

 【住所又は居所】 大阪府吹田市山田丘 2 - 2 大阪大学大学院医学研究科
 感覚機能形成学教室

 【氏名】 前田 直之

【発明者】

 【住所又は居所】 東京都板橋区蓮沼町 7 5 番 1 号 株式会社トプコン内

 【氏名】 広原 陽子

【特許出願人】

 【識別番号】 000220343

 【氏名又は名称】 株式会社トプコン

【代理人】

 【識別番号】 100107010

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 橋爪 健

【手数料の表示】

 【予納台帳番号】 054885

 【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9805699

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 矯正データ測定方法、測定装置、測定プログラム及び測定プログラムを記録した記録媒体

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

演算部は、被検眼の屈折力分布を示す測定データを受け取り、その測定データに基づき低次収差と高次収差を求める第 1 ステップと、

演算部は、高次収差が所定値以上であるかどうかを判断する第 2 ステップと、

演算部は、高次収差が所定値以上である場合に、所定値以上の高次収差に応じた低次収差量を変化させ、被検眼に相応しい適正な矯正データを求める第 3 ステップと

を含む矯正データ測定方法。

【請求項 2】

上記第 3 ステップは、高次の球面収差又は非対称な高次のコマ様収差量が所定値以上である場合に、演算部が、デフォーカスに対応する低次収差量を変化させ、被検眼に相応しい適正な矯正データを求めることを特徴とする請求項 1 に記載の矯正データ測定方法。

【請求項 3】

上記第 3 ステップは、高次の非点収差量が所定値以上である場合に、演算部が、乱視成分に相当する低次収差量を変化させ、被検眼に相応しい適正な矯正データを求めることを特徴とする請求項 1 に記載の矯正データ測定方法。

【請求項 4】

上記第 3 ステップは、演算部が、ストレーン比が高くなるように上記低次収差量を変化させ、被検眼に相応しい適正な矯正データを求めることを特徴とする請求項 2 又は 3 のいずれか一つに記載の矯正データ測定方法。

【請求項 5】

上記第 3 ステップは、演算部が、位相ずれが少なくなるように上記低次収差量を変化させ、被検眼に相応しい適正な矯正データを求めることを特徴とする請求項 2 又は 3 のいずれかに記載の矯正データ測定方法。

【請求項 6】

演算部が求めた矯正データをメモリに記憶する又は表示部に表示する第 4 ステップをさらに含む請求項 1 に記載の矯正データ測定方法。

【請求項 7】

上記第 4 ステップは、演算部が求めた矯正データに基づき、ランドルト環又は任意の像の輝度分布画像を求め、表示部に表示することを含む請求項 1 に記載の矯正データ測定方法。

に記載の矯正データ測定方法。

【請求項 8】

演算部は、被検眼の屈折力分布を示す測定データを受け取り、その測定データに基づき低次収差と高次収差を求める第 1 ステップと、

演算部は、高次収差が所定値以上であるかどうかを判断する第 2 ステップと、

演算部は、高次収差が所定値以上である場合に、所定値以上の高次収差に応じた低次収差量を変化させ、被検眼に相応しい適正な矯正データを求める第 3 ステップと

をコンピュータに実行させるための矯正データ測定プログラムを記録したコンピュータ読取り可能な記録媒体。

【請求項 9】

演算部は、被検眼の屈折力分布を示す測定データを受け取り、その測定データに基づき低次収差と高次収差を求める第 1 ステップと、

演算部は、高次収差が所定値以上であるかどうかを判断する第 2 ステップと、

演算部は、高次収差が所定値以上である場合に、所定値以上の高次収差に応じた低次収差量を変化させ、被検眼に相応しい適正な矯正データを求める第 3 ステップと

をコンピュータに実行させるための矯正データ測定プログラム。

【請求項 10】

第 1 受光部で得られた光束の傾き角に基づいて、ゼルニケ解析を行い被検眼の光学特性を求める演算部を備え、

上記演算部は、

被検眼の屈折力分布を示す測定データを受け取り、その測定データに基づき低次収差と高次収差を求める第1手段と、

高次収差が所定値以上であるかどうかを判断する第2手段と、

高次収差が所定値以上である場合に、所定値以上の高次収差に応じた低次収差量を変化させ、被検眼に相応しい適正な矯正データを求める第3手段とを有する矯正データ測定装置。

【請求項11】

上記第3手段は、高次の球面収差又は非対称な高次のコマ様収差量が所定値以上である場合に、上記演算部が、デフォーカスに対応する低次収差量を変化させ、被検眼に相応しい適正な矯正データを求めることを特徴とする請求項10に記載の矯正データ測定装置。

【請求項12】

上記第3手段は、高次の非点収差量が所定値以上である場合に、上記演算部が、乱視成分に相当する低次収差量を変化させ、被検眼に相応しい適正な矯正データを求めることを特徴とする請求項10に記載の矯正データ測定装置。

【請求項13】

上記第3手段は、上記演算部が、ストレール比が高くなるように上記低次収差量を変化させ、被検眼に相応しい適正な矯正データを求めることを特徴とする請求項11又は12のいずれかに記載の矯正データ測定装置。

【請求項14】

上記第3手段は、上記演算部が、位相ずれが少なくなるように上記低次収差量を変化させ、被検眼に相応しい適正な矯正データを求めることを特徴とする請求項11又は12のいずれか一つに記載の矯正データ測定装置。

【請求項15】

上記演算部は、該演算部が求めた矯正データをメモリに記憶する又は表示部に表示する第4手段をさらに有する請求項10に記載の矯正データ測定装置。

【請求項16】

上記第4手段は、上記演算部が求めた矯正データに基づき、ランドルト環又は任意の像の輝度分布画像を求め、表示部に表示することを含む請求項15に記載

の矯正データ測定装置。

【請求項 17】

第 1 波長の光束を発する第 1 光源を有し、該第 1 光源からの第 1 照明光束で被検眼眼底付近に集光するように照明するための第 1 照明光学系と、

被検眼眼底から反射した反射光束を少なくとも 17 本のビームに変換する第 1 変換部材及び第 1 変換部材で変換された複数の光束を第 1 受光信号として受光する第 1 受光部を有し、該反射光束を上記第 1 受光部に導く第 1 受光光学系とをさらに備え、

上記演算部が、第 1 受光信号を測定データとして受け取り、第 1 受光部で得られた光束の傾きに基づいて、ゼルニケ解析を行い被検眼の光学特性である低次収差と高次収差を求めるように構成したことを特徴とする請求項 10 乃至 16 記載の矯正データ測定装置。

【請求項 18】

被検眼の屈折力分布を示す測定データを受け取り、その測定データに基づき低次収差と高次収差を求めるステップと、

求められた低次収差と高次収差とから、ストレール比と位相シフト (PTF) との関係式を形成するステップと、

低次収差を変化させてストレール比を極大値に、かつ位相シフト (PTF) が略ゼロとなる条件を求め、その時の低次収差量を矯正値とするステップを含む矯正データ測定方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、適正な矯正データを測定するための矯正データ測定方法、測定装置、測定プログラムを記録した記録媒体に関する。

【0002】

【従来技術】

従来、眼の矯正データを測定するための技術として、レフラクトメータによる S (球面度数)、C (乱視度数)、A (軸) の測定が行われている。また、最近

は高次収差まで測定できる眼特性測定装置も開発され、レフラクトメータのような例えばφ3mmのリングなどのような線上のS、C、Aのみではなく、瞳孔径を様々な大きさにしたときの面上でのS、C、Aを低次収差から算出できるようになった。このような、眼特性測定装置は、特に屈折矯正手術後や病眼などにおいてはレフラクトメータより眼鏡・コンタクト等の処方値に近い値が算出されるようになった（例えば、特願2001-119145、特願2001-120002、特願2001-119086、特願2000-318534、等参照）。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】

しかし、従来の眼特性測定装置の他覚的算出結果と眼鏡・コンタクト・レンズ等の処方値には、まだなお差が生じる場合があり、S、C、Aの評価としては不十分な場合があった。

そこで、本発明は、高次収差まで測定できる眼特性測定装置で測定した結果において、高次収差を含む場合には、他覚的な完全矯正時にあたる低次収差を補正矯正データとせず、例えばシュトレール比や位相ずれにより光学性能を評価し、シュトレール比が大きく、及び／又は、位相ずれが少なくなるような低次収差量を算出し、そのときのS、C、A等の補正矯正データを求めることでより最適な眼鏡・コンタクト等の処方値に近い矯正データを得ることを目的とする。

【0004】

【課題を解決するための手段】

本発明の第1の解決手段によると、

演算部は、被検眼の屈折力分布を示す測定データを受け取り、その測定データに基づき低次収差と高次収差を求める第1ステップと、

演算部は、高次収差が所定値以上であるかどうかを判断する第2ステップと、

演算部は、高次収差が所定値以上である場合に、所定値以上の高次収差に応じた低次収差量を変化させ、被検眼に相応しい適正な矯正データを求める第3ステップと

を含む矯正データ測定方法、これら各ステップをコンピュータに実行させるための矯正データ測定プログラム及び矯正データ測定プログラムを記録したコンピュ

一タ読取り可能な記録媒体が提供される。

【0005】

本発明の第2の解決手段によると、

第1受光部で得られた光束の傾き角に基づいて、ゼルニケ解析を行い被検眼の光学特性を求める演算部を備え、

上記演算部は、

被検眼の屈折力分布を示す測定データを受け取り、その測定データに基づき低次収差と高次収差を求める第1手段と、

高次収差が所定値以上であるかどうかを判断する第2手段と、

高次収差が所定値以上である場合に、所定値以上の高次収差に応じた低次収差量を変化させ、被検眼に相応しい適正な矯正データを求める第3手段とを有する矯正データ測定装置が提供される。

。 【0006】

本発明の第3の解決手段によると、

被検眼の屈折力分布を示す測定データを受け取り、その測定データに基づき低次収差と高次収差を求めるステップと、

求められた低次収差と高次収差とから、ストレール比と位相シフト (PTF) との関係式を形成するステップと、

低次収差を変化させてストレール比を極大値に、かつ位相シフト (PTF) が略ゼロとなる条件を求め、その時の低次収差量を矯正値とするステップを含む矯正データ測定方法が提供される。

【0007】

【発明の実施の形態】

1. 眼光学特性測定装置

図1は、眼光学特性測定装置の光学系100の構成図である。

眼光学特性測定装置の光学系100は、対象物である被測定眼60の光学特性を測定する装置であって、第1照明光学系10と、第1受光光学系20と、第2受光光学系30と、共通光学系40と、調整用光学系50と、第2照明光学系70と、第2送光光学系80とを備える。なお、被測定眼60については、図中、

網膜 61、角膜 62 が示されている。

【0008】

第1照明光学系 10 は、例えば、第1波長の光束を発するための第1光源部 11 と、集光レンズ 12 とを備え、第1光源部 11 からの光束で被測定眼 60 の網膜（眼底）61 上の微小な領域を、その照明条件を適宜設定できるように照明するためのものである。なお、ここでは、一例として、第1光源部 11 から発せられる照明用の光束の第1波長は、赤外域の波長（例えば、780 nm）である。

【0009】

また、第1光源部 11 は、空間コヒーレンスが大きく、時間コヒーレンスが小さいものが望ましい。ここでは、第1光源部 11 は、例えば、スーパーluminescenceダイオード（SLD）であって、輝度の高い点光源を得ることができる。なお、第1光源部 11 は、SLDに限られるものではなく、例えば、空間コヒーレンス、時間コヒーレンスが大きいレーザー等であっても、回転拡散板等を挿入し、適度に時間コヒーレンスを下げることで、利用することができる。さらに、空間コヒーレンス、時間コヒーレンスが小さいLEDであっても、光量さえ十分であれば、例えば、光路の光源の位置にピンホール等を挿入することで、利用することができる。

【0010】

第1受光光学系 20 は、例えば、コリメートレンズ 21 と、被測定眼 60 の網膜 61 から反射して戻ってくる光束（第1光束）の一部を、少なくとも、17本のビームに変換する変換部材であるハルトマン板 22 と、このハルトマン板 22 で変換された複数のビームを受光するための第1受光部 23 とを備え、第1光束を第1受光部 23 に導くためのものである。また、ここでは、第1受光部 23 は、リードアウトノイズの少ないCCDが採用されているが、CCDとしては、例えば、一般的な低ノイズタイプ、測定用の1000*1000素子の冷却CCD等、適宜のタイプのものを適用することができる。

【0011】

第2照明光学系 70 は、第2光源 72 と、プラチドリング 71 を備える。なお、第2光源 72 を省略することもできる。プラチドリング（PLACIDO'S

DISC) 71は、複数の同心輪帯からなるパターンの指標を投影するためのものである。なお、複数の同心輪帯からなるパターンの指標は、所定のパターンの指標の一例であり、他の適宜のパターンを用いることができる。そして、後述するアライメント調整が完了した後、複数の同心輪帯からなるパターンの指標を投影することができる。

【0012】

第2送光光学系80は、例えば、後述するアライメント調整及び座標原点、座標軸の測定・調整を主に行うものであって、第2波長の光束を発するための第2光源部31と、集光レンズ32と、ビームスプリッター33を備える。

【0013】

第2受光光学系30は、集光レンズ34、第2受光部35を備える。第2受光光学系30は、第2照明光学系70から照明されたプラチドリング71のパターンが、被測定眼60の前眼部又は角膜62から反射して戻ってくる光束（第2光束）を、第2受光部35に導く。また、第2光源部31から発せられ被測定眼60の角膜62から反射し、戻ってくる光束を第2受光部35に導くこともできる。なお、第2光源部31から発せられる光束の第2波長は、例えば、第1波長（ここでは、780nm）と異なると共に、長い波長を選択できる（例えば、940nm）。

【0014】

共通光学系40は、第1照明光学系10から発せられる光束の光軸上に配され、第1及び第2照明光学系10及び70、第1及び第2受光光学系20及び30、第2送光光学系80等に共通に含まれ得るものであり、例えば、アフォーカルレンズ42と、ビームスプリッター43、45と、集光レンズ44とを備える。また、ビームスプリッター43は、第2光源部31の波長を被測定眼60に送光（反射）し、被測定眼60の網膜61から反射して戻ってくる第2光束を反射し、一方、第1光源部11の波長を透過するようなミラー（例えば、ダイクロミックミラー）で形成される。ビームスプリッター45は、第1光源部11の光束を被測定眼60に送光（反射）し、被測定眼60の網膜61から反射して戻ってくる第1光束を、透過するようなミラー（例えば、偏光ビームスプリッター）で形

成される。このビームスプリッター 43、45 によって、第 1 及び 2 光束が、互いに他方の光学系に入りノイズとなることがない。

【0015】

調整用光学系 50 は、例えば、後述する作動距離調整を主に行うものであって、第 3 光源部 51 と、第 4 光源部 55 と、集光レンズ 52、53 と、第 3 受光部 54 を備え、主に作動距離調整を行うものである。

【0016】

第 3 照明光学系 90 は、例えば、被検眼の固視や雲霧をさせるための視標を投影する光路を含むものであって、第 3 光源部(例えば、ランプ) 91、固視標 92、リレーレンズ 93 を備える。第 3 光源部 91 からの光束で固視標 92 を眼底 61 に照射することができ、被検眼 60 にその像を観察させる。固視標 92 と眼底 61 とが第 3 照明光学系 90 によって、共役な関係にある。

【0017】

第 6 駆動部 915 は、例えば、第 3 照明光学系 90 の固視標 92 を移動させるものであり、図示しない適宜の移動手段に対して信号 (15) を出力すると共に、この移動手段を駆動する。これにより、第 6 駆動部 915 は、第 3 照明光学系 90 の固視標 92 の移動、調節を行うことができる。

【0018】

つぎに、アライメント調整について説明する。アライメント調整は、主に、第 2 受光光学系 30 及び第 2 送光光学系 80 により実施される。

【0019】

まず、第 2 光源部 31 からの光束は、集光レンズ 32、ビームスプリッター 33、43、アフォーカルレンズ 42 を介して、対象物である被測定眼 60 を略平行な光束で照明する。被測定眼 60 の角膜 62 で反射した反射光束は、あたかも角膜 62 の曲率半径の $1/2$ の点から射出したような発散光束として射出される。この発散光束は、アフォーカルレンズ 42、ビームスプリッター 43、33 及び集光レンズ 34 を介して、第 2 受光部 35 にスポット像として受光される。

【0020】

ここで、この第 2 受光部 35 上のスポット像を光軸上から外れている場合、眼

光学特性測定装置本体を、上下左右に移動調整し、スポット像が光軸上と一致させる。このように、スポット像が光軸上と一致すると、アライメント調整は完了する。なお、アライメント調整は、被測定眼 60 の角膜 62 を第 3 光源部 51 により照明し、この照明により得られた被測定眼 60 の像が第 2 受光部 35 上に形成されるので、この像を利用して瞳中心が光軸と一致するようにしてもよい。

【0021】

つぎに、作動距離調整について説明する。作動距離調整は、主に、調整用光学系 50 により実施される。

まず、作動距離調整は、例えば、第 4 光源部 55 から射出された光軸付近の平行な光束を、被測定眼 60 に向けて照射すると共に、この被測定眼 60 から反射された光を、集光レンズ 52、53 を介して第 3 受光部 54 で受光することにより行われる。また、被測定眼 60 が適正な作動距離にある場合、第 3 受光部 54 の光軸上に、第 4 光源部 55 からのスポット像が形成される。一方、被測定眼 60 が適正な作動距離から前後に外れた場合、第 4 光源部 55 からのスポット像は、第 3 受光部 54 の光軸より上又は下に形成される。なお、第 3 受光部 54 は、第 4 光源部 55、光軸、第 3 受光部 54 を含む面内での光束位置の変化を検出できればいいので、例えば、この面内に配された 1 次元 CCD、ポジションセンシングデバイス (PSD) 等を適用できる。

【0022】

つぎに、第 1 照明光学系 10 と第 1 受光光学系 20 との位置関係を説明する。

第 1 受光光学系 20 には、ビームスプリッター 45 が挿入されており、このビームスプリッター 45 によって、第 1 照明光学系 10 からの光は、被測定眼 60 に送光されると共に、被測定眼 60 からの反射光は、透過される。第 1 受光光学系 20 に含まれる第 1 受光部 23 は、変換部材であるハルトマン板 22 を通過した光を受光し、受光信号を生成する。

【0023】

また、第 1 光源部 11 と被測定眼 60 の網膜 61 とは、共役な関係を形成している。被測定眼 60 の網膜 61 と第 1 受光部 23 とは、共役である。また、ハルトマン板 22 と被測定眼 60 の瞳孔とは、共役な関係を形成している。さらに、

第1受光光学系20は、被測定眼60の前眼部である角膜62、及び瞳孔と、ハルトマン板22と略共役な関係を形成している。すなわち、アフォーカルレンズ42の前側焦点は、被測定眼60の前眼部である角膜62及び瞳孔と略一致している。

【0024】

また、第1照明光学系10と第1受光光学系20は、第1光源部11からの光束が、集光する点で反射されたとして、第1受光部23での反射光による信号ピークが最大となるように、連動して移動する。具体的には、第1照明光学系10と第1受光光学系20は、第1受光部23での信号ピークが大きくなる方向に移動し、信号ピークが最大となる位置で停止する。これにより、第1光源部11からの光束は、被測定眼60上で集光する。

【0025】

また、レンズ12は、光源11の拡散光を平行光に変換する。絞り14は、眼の瞳、あるいはハルトマンプレート21と光学的に共役の位置にある。絞り14は、径がハルトマンプレート21の有効範囲より小さく、いわゆるシングルパスの収差計測（受光側だけに目の収差が影響する方法）が成り立つ様になっている。レンズ13は、上記を満たすために、実光線の眼底共役点を前側焦点位置に、さらに、眼の瞳との共役関係を満たすために、後側焦点位置が絞り14と一致するように配置されている。

【0026】

また、光線15は、光線24とビームスプリッター45で共通光路になった後は、近軸的には、光線24と同じ進み方をする。但し、シングルパス測定的时候は、それぞれの光線の径は違い、光線15のビーム径は、光線24に比べ、かなり細く設定される。具体的には、光線15のビーム径は、例えば、眼の瞳位置で1mm程度、光線24のビーム径は、7mm程度になることもある（なお、図中、光線15のビームスプリッター45から眼底61までは省略している）。

【0027】

つぎに、変換部材であるハルトマン板22について説明する。

第1受光光学系20に含まれるハルトマン板22は、反射光束を複数のビーム

に変換する波面変換部材である。ここでは、ハルトマン板 22 には、光軸と直交する面内に配された複数のマイクロフレネルレンズが適用されている。また、一般に、測定対象部（被測定眼 60）について、被測定眼 60 の球面成分、3 次の非点収差、その他の高次収差までも測定するには、被測定眼 60 を介した少なくとも 17 本のビームで測定する必要がある。

【0028】

また、マイクロフレネルレンズは、光学素子であって、例えば、波長ごとの高さピッチの輪帯と、集光点と平行な出射に最適化されたブレードとを備える。ここでのマイクロフレネルレンズは、例えば、半導体微細加工技術を応用した 8 レベルの光路長差を施したもので、高い集光率（例えば、98%）を達成している。

【0029】

また、被測定眼 60 の網膜 61 からの反射光は、アフォーカルレンズ 42、コリメートレンズ 21 を通過し、ハルトマン板 22 を介して、第 1 受光部 23 上に集光する。したがって、ハルトマン板 22 は、反射光束を少なくとも、17 本以上のビームに変換する波面変換部材を備える。

【0030】

図 2 は、眼光学特性測定装置の電気系 200 の構成図である。眼光学特性測定装置に関する電気系 200 は、例えば、演算部 210 と、制御部 220 と、表示部 230 と、メモリ 240 と、第 1 駆動部 250 及び第 2 駆動部 260 とを備える。

【0031】

演算部 210 は、第 1 受光部 23 から得られる受光信号④、第 2 受光部 35 から得られる受光信号⑦、第 3 受光部 54 から得られる受光信号（10）を入力すると共に、座標原点、座標軸、座標の移動、回転、全波面収差、角膜波面収差、ゼルニケ係数、収差係数、ストレール比（Strehl 比）、白色光 MTF、ランドルト環パターン等を演算する。また、このような演算結果に応じた信号を、電気駆動系の全体の制御を行う制御部 220 と、表示部 230 と、メモリ 240 とにそれぞれ出力する。なお、演算 210 の詳細は後述する。

【0032】

制御部 220 は、演算部 210 からの制御信号に基づいて、第 1 光源部 11 の点灯、消灯を制御したり、第 1 駆動部 250 及び第 2 駆動部 260 を制御するものであり、例えば、演算部 210 での演算結果に応じた信号に基づいて、第 1 光源部 11 に対して信号①を出力し、プラチドリング 71 に対して信号⑤を出力し、第 2 光源部 31 に対して信号⑥を出力し、第 3 光源部 51 に対して信号⑧を出力し、第 4 光源部 55 に対して信号⑨を出力し、第 5 光源部 91 に対して、信号(11)を出力し、さらに、第 1 駆動部 250 及び第 2 駆動部 260 に対して信号を出力する。

【0033】

第 1 駆動部 250 は、例えば、演算部 210 に入力された第 1 受光部 23 からの受光信号④に基づいて、第 1 照明光学系 10 全体を光軸方向に移動させるものであり、図示しない適宜のレンズ移動手段に対して信号②を出力すると共に、このレンズ移動手段を駆動する。これにより、第 1 駆動部 250 は、第 1 照明光学系 10 の移動、調節を行うことができる。

【0034】

第 2 駆動部 260 は、例えば、演算部 210 に入力された第 1 受光部 23 からの受光信号④に基づいて、第 1 受光光学系 20 全体を光軸方向に移動させるものであり、図示しない適宜のレンズ移動手段に対して信号③を出力すると共に、このレンズ移動手段を駆動する。これにより、第 2 駆動部 260 は、第 1 受光光学系 20 の移動、調節を行うことができる。

【0035】

2. ゼルニケ解析

つぎに、ゼルニケ解析について説明する。一般に知られているゼルニケ多項式からゼルニケ係数 C_i^{2j-i} を算出する方法について説明する。ゼルニケ係数 C_i^{2j-i} は、例えば、ハルトマン板 22 を介して第 1 受光部 23 で得られた光束の傾き角に基づいて被検眼 60 の光学特性を把握するための重要なパラメータである。

被検眼 60 の波面収差 $W(X, Y)$ は、ゼルニケ係数 C_i^{2j-i} 、ゼルニケ

多項式 Z_i^{2j-i} を用いて次式で表される。

【0036】

【数1】

$$W(X, Y) = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^i c_i^{2j-i} Z_i^{2j-i}(X, Y)$$

【0037】

ただし、 (X, Y) はハルトマン板 22 の縦横の座標である。

また、波面収差 $W(X, Y)$ は、第 1 受光部 23 の縦横の座標を (x, y) 、ハルトマン板 22 と第 1 受光部 23 の距離を f 、第 1 受光部 23 で受光される点像の移動距離を $(\Delta x, \Delta y)$ とすると、次式の関係が成り立つ。

【0038】

【数2】

$$\frac{\partial W(X, Y)}{\partial X} = \frac{\Delta x}{f}$$

【0039】

【0040】

【数3】

$$\frac{\partial W(X, Y)}{\partial Y} = \frac{\Delta y}{f}$$

【0041】

ここで、ゼルニケ多項式 Z_i^{2j-i} は、以下の数式 4 及び数式 5 で表される。
具体的には、図 13 に、 (r, t) 座標のゼルニケ係数の図、及び、図 14 に、 (x, y) 座標のゼルニケ係数の図をそれぞれ示す。

【0042】

【数 4】

$$Z_n^m = R_n^m(r) \left\{ \frac{\sin}{\cos} \right\} \{m\theta\}$$

$$m > 0 \quad \sin$$

$$m \leq 0 \quad \cos$$

【0043】

【0044】

【数 5】

$$R_n^m(r) = \sum_{s=0}^{(n-m)/2} (-1)^s \frac{(n-s)!}{s! \left\{ \frac{1}{2}(n-m)-s \right\}! \left\{ \frac{1}{2}(n+m)-s \right\}!} r^m$$

【0045】

なお、ゼルニケ係数 C_{2j-i} は、以下の数式 6 で表される自乗誤差を最小にすることにより具体的な値を得ることができる。

【0046】

【数 6】

$$S(x) = \sum_{i=1}^{\text{data number}} \left[\left\{ \frac{\partial W(X_i, Y_i)}{\partial X} - \frac{\Delta x_i}{f} \right\}^2 + \left\{ \frac{\partial W(X_i, Y_i)}{\partial Y} - \frac{\Delta y_i}{f} \right\}^2 \right]$$

【0047】

ただし、 $W(X, Y)$: 波面収差、 (X, Y) : ハルトマン板座標、 $(\Delta x, \Delta y)$: 第 1 受光部 23 で受光される点像の移動距離、 f : ハルトマン板 22 と第 1 受光部 23 との距離、 m : データ数。

演算部 210 は、ゼルニケ係数 C_{2j-i} を算出し、これを用いて球面収差、コマ収差、非点収差等の眼光学特性を求める。

【0048】

3. ランドルト環

図3に、ランドルト環の説明図を示す。

以下に、ランドルト環の輝度分布関数 $L \text{ and } (x, y)$ のデータの作成について説明する。

【0049】

ランドルト環は確認できる最小視角の逆数で表され、1分の視角を確認できる能力を、視力1.0という。例えば、確認できる最小視角が2分なら視力は $1 \div 2$ で0.5、10分なら $1 \div 10$ で0.1と定義されている。一般にランドルト環は、図に示すように外側のリングの大きさに対して $1/5$ の大きさの隙間を空けたものを指標として用いる。

眼底に投影されるランドルト環の大きさ d は、視力 V のときに

【0050】

【数7】

$$d = 5 \times 2 \cdot R \tan \left(\frac{1}{60 \cdot V} \times \frac{1}{2} \right)$$

(R : 瞳から像点(網膜)までの距離)

【0051】

で計算できる。この式とランドルト環の定義をもとにランドルト環の黒い部分を0、白い部分を1としてランドルト環の輝度分布関数 $L \text{ and } (x, y)$ を作成する。作成された輝度分布関数 $L \text{ and } (x, y)$ のデータはメモリ240に記憶され、演算部210により読み出され、所定の視力に対応して設定される。

【0052】

4. 矯正データ測定方法

図4に、眼特性測定のプロフローチャートを示す。

まず、眼特性測定装置は、被検眼の瞳位置のX、Y、Z軸をアライメントする(S101)。次に、測定装置は、可動部の原点移動を行う(S103)。例えば、ハルトマン板やプラチドリング等をゼロディオプターに合わせる。演算部210は、測定された受光信号④、⑦及び/又は(10)に基づき、全波面収差、ゼルニケ係数等の眼球光学系データを測定する(S105)。演算部210は、

矯正画像シミュレーションを行う (S107)。この詳細は後述する。演算部 210 は、矯正画像シミュレーションデータ表示部 230 及びメモリ 240 に出力する (S109)。

【0053】

図 5 に、上記ステップ S107 の矯正画像シミュレーションのフローチャートを示す。

演算部 210 は、最良画像条件を計算する (S201)。この詳細は後述するように、演算部 210 はストレーン比が最大になるように、又は、位相シフトができる限りなくなるように、低次ゼルニケ係数を求め、補正矯正データを求める。補正矯正データとしては、例えば、デフォーカス (Defocus) にあたる係数、乱視成分、S、C、A、高次球面収差、高次非点収差、高次コマ収差、ストレーン比等のうち適宜のデータが挙げられる。

演算部 210 は、最良画像条件時の波面収差 $W(x, y)$ を求め、その $W(x, y)$ から瞳関数 $f(x, y)$ を次式により計算する (S203)。

【0054】

【数 8】

$$W(X, Y) = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^i c_i^{2j-i} Z_i^{2j-i}(X, Y) \quad (i \geq 1, 1 \leq j \leq i)$$

$$f(x, y) = e^{ikW(x, y)}$$

【0055】

演算部 210 は、ランドルト環 (又は任意の像) の輝度分布関数 $L_{and}(x, y)$ をメモリ 240 を参照して計算する (S205)。演算部 210 は、 $L_{and}(x, y)$ を 2 次元フーリエ変換して空間周波数分布 $FR(u, v)$ を求める (S207)。演算部 210 は、ランドルト環 (又は任意の像) の空間周波数分布 $FR(u, v)$ と眼球の空間周波数分布 $OTF(u, v)$ を次式のように掛け合わせることで、眼の光学系通過後の周波数分布 $OR(u, v)$ を求める (S209)。

$FR(u, v) \times OTF(u, v) \rightarrow OR(u, v)$

【0056】

つぎに、演算部210は、 $OR(u, v)$ を2次元逆フーリエ変換してランドルト環（又は、任意の像）の輝度分布画像 $LandImage(X, Y)$ を求める（S211）。演算部210は、 $LandImage(X, Y)$ 、 $PSF(X, Y)$ を表示部230に、図、グラフィックデータ、グラフ及び／又は数値等の適宜の表示方法で表示し、そのデータを適宜メモリ240に記憶する（S213）。演算部210は、補正矯正データを、必要に応じてメモリ240から読み出し、表示部230に出力する（S215）。

【0057】

以下に、上述のステップS201についての詳細フローチャートの第1例及び第2例を説明する。

図6に、最良画像条件計算の第1例についてのフローチャートを示す。

まず、演算部210は、分岐条件として各収差量 RMS_i^{2j-i} の閾値を設定する（S401）。例えば、この閾値は、収差の十分小さい値（例、0.1）とすることができる。演算部210は、測定された検出波面からゼルニケの係数 C_i^{2j-i} を算出し、次式により収差量 RMS_i^{2j-i} に変換する（S403）。

【0058】

【数9】

$$RMS_i^{2j-i} = \sqrt{\frac{\varepsilon_i^{2j-i}}{2(i+1)}} C_i^{2j-i}$$

$$(\varepsilon_i^{2j-i} = 2 \ (2j=i) , \varepsilon_i^{2j-i} = 1 \ (2j \neq i))$$

【0059】

演算部210は、 RMS_i^{2j-i} ($i > 2$) の値の少なくともひとつが閾値以上であるか否か判断する（S405）。ここでNoと判断された場合、ステップS419に進む。一方、ここでYesと判断されると次の処理を演算部210

は実行する。

【0060】

すなわち、演算部210は、高次球面収差量 R_4^0 、 R_6^0 ・・・の少なくともひとつが閾値以上であるか判断する(S407)。ここでYesの場合、演算部210は、ストレーン比が最大となるように収差にデフォーカスにあたる係数(C_2^0)を変化させ(S409)、一方、Noの場合は、ステップS411に進む。つぎに、演算部210は、非対称である高次コマ様収差成分 $RMS_{i, 2j-i}$ (i : 奇数)の少なくともひとつが閾値以上であるか判断する(S411)。ここで、Yesの場合、演算部210は、ストレーン比が最大となるように収差にデフォーカスにあたる係数(C_2^0)を変化させ(S413)、一方、Noの場合はステップS415に進む。さらに、演算部210は、高次非点収差量 $RMS_{i, 2j-i}$ (i : 偶数、かつ $2j-i \neq 0$)の少なくともひとつが閾値以上であるか判断する(S415)。ここで、Yesの場合、演算部210は、ストレーン比が最大となるように収差に乱視成分(C_2^{-2} 、 C_2^2)を加え(S417)、一方、Noの場合ステップS419に進む。

【0061】

こうして、演算部210は、収差からOTF(u , v)、PSF(X , Y)を算出し、さらにゼルニケ係数から補正矯正データ(デフォーカスにあたる係数、乱視成分、S、C、A、高次球面収差、高次非点収差、高次コマ収差、ストレーン比等の適宜のデータ)を算出し、メモリ240に蓄えておく(S419)。

【0062】

なお、デフォーカス、乱視成分のうち所望の成分のみ補正するように、各ステップS407及びS409、S411及びS413、S415及びS417、の組のいずれかを省略してもよいし、また、これら以外の適宜の高次収差又はゼルニケ係数を補正するようにステップを追加してもよい。例えば、4次の球面収差が高次収差に主として含まれている場合に、低次収差に相当するデフォーカス量を増加させる方向に補正することで補正矯正データを得ることができる。

【0063】

つぎに、ステップS409、S413、S417の詳細処理について説明する

。各ステップにおいて、演算部 210 は、次のように処理を実行する。

ゼルニケ係数から算出される他覚的な完全矯正時の波面は、次式で表される。

【0064】

【数10】

$$W(X, Y) = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^i c_i^{2j-i} Z_i^{2j-i}(X, Y) \quad (i \geq 3, 3 \leq j \leq i)$$

【0065】

演算部 210 は、より最適な像面を求めるためにフローで 1 つ前に注目した高次収差量 (RMS₄⁰、RMS₆⁰...) の閾値から高次収差量と同程度の収差量分の今注目している各ステップにおける低次ゼルニケ係数 C_i^{2j-i} ($1 \leq i \leq 2$) を波面収差 $W(x, y)$ に加える。例えば、ステップ S409 では C_2^0 、ステップ S413 では C_2^0 、ステップ S417 では C_2^{-2} 、 C_2^2 である。

【0066】

【数11】

$$W(X, Y) = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^i c_i^{2j-i} Z_i^{2j-i}(X, Y) \quad (i \geq 2, 2 \leq j \leq i)$$

【0067】

さらに瞳関数 $f(x, y)$ は波面収差から以下のように求める。

$$f(x, y) = e^{ikW(x, y)}$$

(i : 虚数、 k : 波数ベクトル ($2\pi/\lambda$)、 λ : 波長)

演算部 210 は、この瞳関数 $f(x, y)$ をフーリエ変換することにより点像の振幅分布 $U(u, v)$ が次式のように求める。

【0068】

【数 12】

$$\text{振幅} \quad U(u, v) = \int \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \exp \left[-\frac{i}{R} \frac{2\pi}{\lambda} (ux + vy) \right] dx dy$$

(λ : 波長)

R: 瞳から像点(網膜)までの距離

(u, v): 像点Oを原点とし、光軸に直行する面内での座標値

(x, y): 瞳面内の座標値)

【0069】

演算部210は、 $U(u, v)$ とその複素共役を掛けて、次式により点像強度分布(PSF)である $I(u, v)$ を求める。

$$I(u, v) = U(u, v) U^*(u, v)$$

【0070】

また、ストレール比は、無収差($W(x, y) = 0$)のときのPSFの中心強度を $I_0(0, 0)$ とすると、

$$\text{ストレール比} = I(0, 0) / I_0(0, 0)$$

で定義されている。

第1の例では、演算部210は、ストレール比の値が最大になるような低次ゼルニケ係数 C_{ij} ($1 \leq i \leq 2$) の値を再帰的、或いは解析的に求める。

【0071】

つぎに、図7に、最良画像条件計算の第2の例についてのフローチャートを示す。

まず、演算部210は、分岐条件として各収差量 $RMS_{i, 2j-i}$ の閾値を設定する(S501)。例えば、この閾値は、収差の十分小さい値(例、0.1)とする。

【0072】

演算部210は、測定された検出波面からゼルニケの係数 $C_{i, 2j-i}$ を算出し、第1例で示した式により収差量 $RMS_{i, 2j-i}$ に変換する(S503)。演算部210は、 $RMS_{i, 2j-i}$ ($i > 2$) の値の少なくともひとつが閾値以

上であるか否か判断する (S505)。ここで、Noと判断された場合、ステップS519に進む。一方、ここでYesと判断されると次の処理を演算部210は実行する。

【0073】

すなわち、演算部210は、高次球面収差量 R_4^0 、 R_6^0 ・・・の少なくともひとつが閾値以上であるか判断する (S507)。ここで、Yesの場合、演算部210は、位相シフトができる限りなくなるように収差にデフォーカスにあたる係数 (C_2^0) を変化させ (S509)、一方、Noの場合は、ステップS511に進む。つぎに、演算部210は、高次コマ様収差成分 $RMS_{i \cdot 2j-i}$ (i : 奇数) の少なくともひとつが閾値以上であるか判断する (S511)。ここで、Yesの場合、演算部210は、位相シフトができる限りなくなるように収差にデフォーカスにあたる係数 (C_2^0) を変化させ (S513)、一方、Noの場合はステップS515に進む。さらに、演算部210は、高次非点収差量 $RMS_{i \cdot 2j-i}$ (i : 偶数、かつ $j \neq 0$) の少なくともひとつが閾値以上であるか判断する (S515)。ここで、Yesの場合、演算部210は、ストレーラ比が最大となるように収差に乱視成分 (C_2^{-2} 、 C_2^2) を加え (S517)、一方Noの場合ステップS519に進む。

【0074】

こうして、演算部210は、収差からOTF (u , v)、PSF (X , Y) を算出し、さらにゼルニケ係数から補正矯正データ (デフォーカスにあたる係数、乱視成分、S、C、A、高次球面収差、高次非点収差、高次コマ収差、ストレーラ比等の適宜のデータ) を算出し、メモリ240に蓄えておく (S519)。

【0075】

なお、デフォーカス、乱視成分のうち所望の成分のみ補正するように、各ステップS507及びS509、S511及びS513、S515及びS517、の組のいずれかを省略してもよいし、また、これら以外の適宜の高次収差又はゼルニケ係数を補正するようにステップを追加してもよい。

【0076】

つぎに、ステップS509、S513、S517の詳細処理について説明する

。演算部 210 は、次のように処理を実行する。

まず、ステップ S409、S413、S417 の詳細処理で説明したように、演算部 210 はゼルニケ係数から算出される他覚的な完全矯正時の波面の式から、点像強度分布 (PSF) を求める。つぎに、演算部 210 は、次式のように、PSF をフーリエ変換 (又は自己相関) して規格化することにより OTF を求める。

【0077】

【数13】

$$R(r, s) = \int \int_{-\infty}^{\infty} I(u, v) e^{-i2\pi(ru+sv)} du dv$$

(r, s : 空間周波数領域の変数)

$$OTF = \frac{R(r, s)}{R(0, 0)}$$

【0078】

一般に空間周波数領域の振幅と位相の分布 $R(r, s)$ は複素数になり、実数部 $A(r, s)$ 、虚数部 $B(r, s)$ とすれば、
 $R(r, s) = A(r, s) + iB(r, s)$
 となり、位相のずれ (位相シフト、PTF) は、

【0079】

【数14】

$$\phi(r, s) = \tan^{-1} \frac{B(r, s)}{A(r, s)}$$

【0080】

で計算できる。第2の例では、演算部 210 は、この $R(r, s)$ が極値を持つ値をできる限り高周波に持っていくような即ち、位相シフトができる限りなくなるような低次ゼルニケ係数 C_{j-2j-i} の値を再帰的、或いは解析的に求める。

【0081】

なお、上述した最良画像条件計算の第1例及び第2例は、両方の処理を実行するようにしてストレーン比が大きく且つ位相ずれが少ない条件を求めるようにしてもよい。

【0082】

5. 表示例

図8は、最良画像表示—ストレーン最適化（瞳径4mm）について、数値データとして、補正矯正データの球面度数S、乱視度数C、乱視軸角度 A_x と、補正矯正前の測定値の球面度数S、乱視度数C、乱視軸角度 A_x を表示している。この例では、高次収差成分が所定値以上あるため、補正矯正データと測定値との数値に差が生じている。

【0083】

図8は、最良画像表示—PTF最適化（瞳径4mm）について、数値データとして、補正矯正データの球面度数S、乱視度数C、乱視軸角度 A_x と、補正矯正前の測定値の球面度数S、乱視度数C、乱視軸角度 A_x を表示している。この例では、高次収差成分が所定値以上あるため、補正矯正データと測定値との数値に差が生じている。

【0084】

これらの図では、波面収差、PSF、OTF、OTF（二次元表示）、S、C、 A_x 、ランドルト環、指標の見え具合等が表示部に表示されている。

【0085】

図10は、補正前と補正後の比較（瞳径4mm）についての表示例を示す図である。この図では、補正前後の波面収差、ランドルト環の見え方、ストレーン比が表示される。図示のように、ストレーン比は補正後の方が高く、波面収差を比較的均一に近づけ、ランドルト環も比較的良く見えることが示される。

【0086】

図11に、眼鏡、コンタクト用の処方データ例（瞳径4mm）の説明図を示す。図12に、屈折矯正手術用データ例（瞳径4mm）の説明図を示す。

これら各データは、演算部210よりメモリ240に記憶され、及び／又は、表示部230に表示される。この例は、SCAのみを補正矯正データとする屈折

矯正手術を行う場合のデータでは、補正矯正データ中 S の値を強くして、C の値を弱く A の軸方向を若干変化させる矯正することにより、ストレール比が高くなり、矯正効果が高くなることが示される。

【0087】

本発明の変形例を以下に説明する。

この変形例は、図 5 の S 2 0 1 における最良画像条件の計算方法を変形したものである。

ヤコビアン行列 A の i 行 j 列成分は、

【0088】

【数 1 5】

$$A_{ij} = \frac{\partial f_i(x)}{\partial x_j} \quad (1)$$

【0089】

である。ここで、 $f_i(x)$ は、ストレール比や適当な周波数に対応する P T F や、複数の周波数に対応する P T F の幾つかの値だったりする。また、ストレール比と P T F の組み合わせでもよい。またベクトル x は、調整可能なパラメータで、ここでは、球面度（またはそれに対応するデフォーカス）と 2 つの乱視が対応する。

【0090】

すでに、ストレール比や P T F の計算式は与えてある。ストレール比は、1 が理想である。

$$f_1(x) = f_S(hc, c_2^0, c_2^{-2}, c_2^2) \quad (2)$$

がストレール比を表すものとする。ここで、 f_1 は式 (1) 内の同表示の式を表す。

【0091】

また、例えば P T F として、空間周波数が 3 cpd、6 cpd、12 cpd、18 cpd に対応する値をとり、これは、0 が理想であり、

$$(3) \quad f_2(x) = f_{PTF3}(hc, c_2^0, c_2^{-2}, c_2^2)$$

$$(4) \quad f_3(x) = f_{PTF6}(hc, c_2^0, c_2^{-2}, c_2^2)$$

$$(5) \quad f_4(x) = f_{PTF12}(hc, c_2^0, c_2^{-2}, c_2^2)$$

$$(6) \quad f_5(x) = f_{PTF18}(hc, c_2^0, c_2^{-2}, c_2^2)$$

としておく。式(2)、(3)、(4)、(5)、(6)で、 hc は高次収差係数のベクトル、 c_2^0 は球面度に関連するデフォーカス項の係数、 c_2^{-2} 、 c_2^2 は乱視に関係する項の係数である。 hc は波面収差計側で与えられ、ここでは定数である。よって、残りの3つの係数をパラメータベクトル x として適当に動かし、 f_s を極小値に導くことがここでのタスクである。

【0092】

ここで、1式の偏微分は、パラメータをわずかに動かし変化表を作ることで、計算でき、この系でのヤコビアン行列が求められることになる。

【0093】

さて、ここでのタスクをもう一度言いなおすと、ヤコビアン、つまり偏微分係数の分かっている場合の、非線形の最適化をすれば良いので、ニュートン法系の最適化アルゴリズムを利用すれば、例題としては単純なので、解を得るのはたやすい。修正Marquardt法による具体的な解法を述べると、修正ベクトル Δx は、

$$(A^t W A + \lambda I) \Delta x = A^t W (y - f(x)) \quad (7)$$

によりもとめることができる。ここで、行列の肩の t は転置行列をあらわし、 W は重み行列である。 y は最初の要素がストレールに対応し、あとはPTFの4成分に対応するので $(1, 0, 0, 0, 0)^t$ とすればよい。 λ はダンピングファクターと呼ばれ、最初は大きめにとり、その後最適化の進み方で小さくしていく。

【0094】

【数 1 6】

$$W = \begin{pmatrix} w_1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & w_2 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & w_3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & w_4 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & w_5 \end{pmatrix} \quad (8)$$

【0 0 9 5】

で、添え字は f の添え字に対応している。たとえば、ストレーン比を重点的に最適化したいときは、 w_1 を大きくする、など、処方目的にかなった、重み付けを自由にすることが可能である。式 (7) を何回か適用し、

$$S = W (y - f(x)) \quad (9)$$

が適当に小さくなったら (収束条件を満たしたら) 計算をやめ、そのときの x を、解とする。これで、最適な球面度、2 つの乱視度がもとめられたことになる。

【0 0 9 6】

なお、最良画像条件計算は、ストレーン比が極大または位相シフト (PTF) が略ゼロとなる位置を、デフォーカス量および/または乱視成分を微量変化させながら、探すことにより行うこともできる。また良く知られているニュートンの方法を用いて、ストレーン比が極大または位相シフト (PTF) が略ゼロとなる位置を求めるように構成することもできる。

【0 0 9 7】

6. 付記

本発明の矯正データ測定方法又は矯正データ測定の装置・システムは、その各手順をコンピュータに実行させるための矯正データ測定プログラム、矯正データ測定プログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体、矯正データ測定プログラムを含みコンピュータの内部メモリにロード可能なプログラム製品、そのプログラムを含むサーバ等のコンピュータ、等により提供されることができる。

【0 0 9 8】

被検眼の屈折力分布を示す測定データは、図1で示す光学系100により求められているがこれに限定されるものでなく、他のアベロメータ等により構成することができる。

【0099】

【発明の効果】

本発明は、以上のように、高次収差まで測定できる眼特性測定装置で測定した結果から、他覚的な完全矯正時にあたる高次収差のみの場合だけでなく、低次収差を付加した場合の、例えばシュトレール比や位相ずれにより光学性能を評価し、例えばシュトレール比が大きく、及び／又は、位相ずれが少なくなるような低次収差量を算出し、そのときのS、C、A等の補正矯正データを求めることでより自覚値に近い結果を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

眼光学特性測定装置の光学系100の構成図。

【図2】

眼光学特性測定装置の電気系200の構成図。

【図3】

ランドルト環の説明図。

【図4】

眼特性測定のプロフローチャート。

【図5】

ステップS107の矯正画像シミュレーションのプロフローチャート。

【図6】

最良画像条件計算の第1例についてのプロフローチャート。

【図7】

最良画像条件計算の第2の例についてのプロフローチャート。

【図8】

最良画像表示ーストレール最適化（瞳径4mm）についての表示例を示す図。

【図9】

最良画像表示－PTF最適化（瞳径4mm）についての表示例を示す図。

【図10】

低次矯正と高次を加味した矯正の比較（瞳径4mm）についての表示例を示す図。

【図11】

眼鏡、コンタクト用の処方データ例（瞳径4mm）の説明図。

【図12】

屈折矯正手術用データ例（瞳径4mm）の説明図。

【図13】

(r, t) 座標のゼルニケ係数の図。

【図14】

(x, y) 座標のゼルニケ係数の図。

【符号の説明】

- 1 0 第1照明光学系
- 1 1、3 1、5 1、5 5 第1～4光源部
- 1 2、3 2、3 4、4 4、5 2、5 3 集光レンズ
- 2 0 第1受光光学系
- 2 1 コリメートレンズ
- 2 2 ハルトマン板
- 2 3、3 5、5 4 第1～3受光部
- 3 0 第2受光光学系
- 3 3、4 3、4 5 ビームスプリッター
- 4 0 共通光学系
- 4 2 アフォーカルレンズ
- 5 0 調整用光学系
- 6 0 被検眼
- 7 0 第2照明光学系
- 7 1 プラチドリング
- 8 0 第2送光光学系

1 0 0 眼科測定装置の光学系

2 0 0 眼科測定装置の電気系

2 1 0 演算部

2 2 0 制御部

2 3 0 表示部

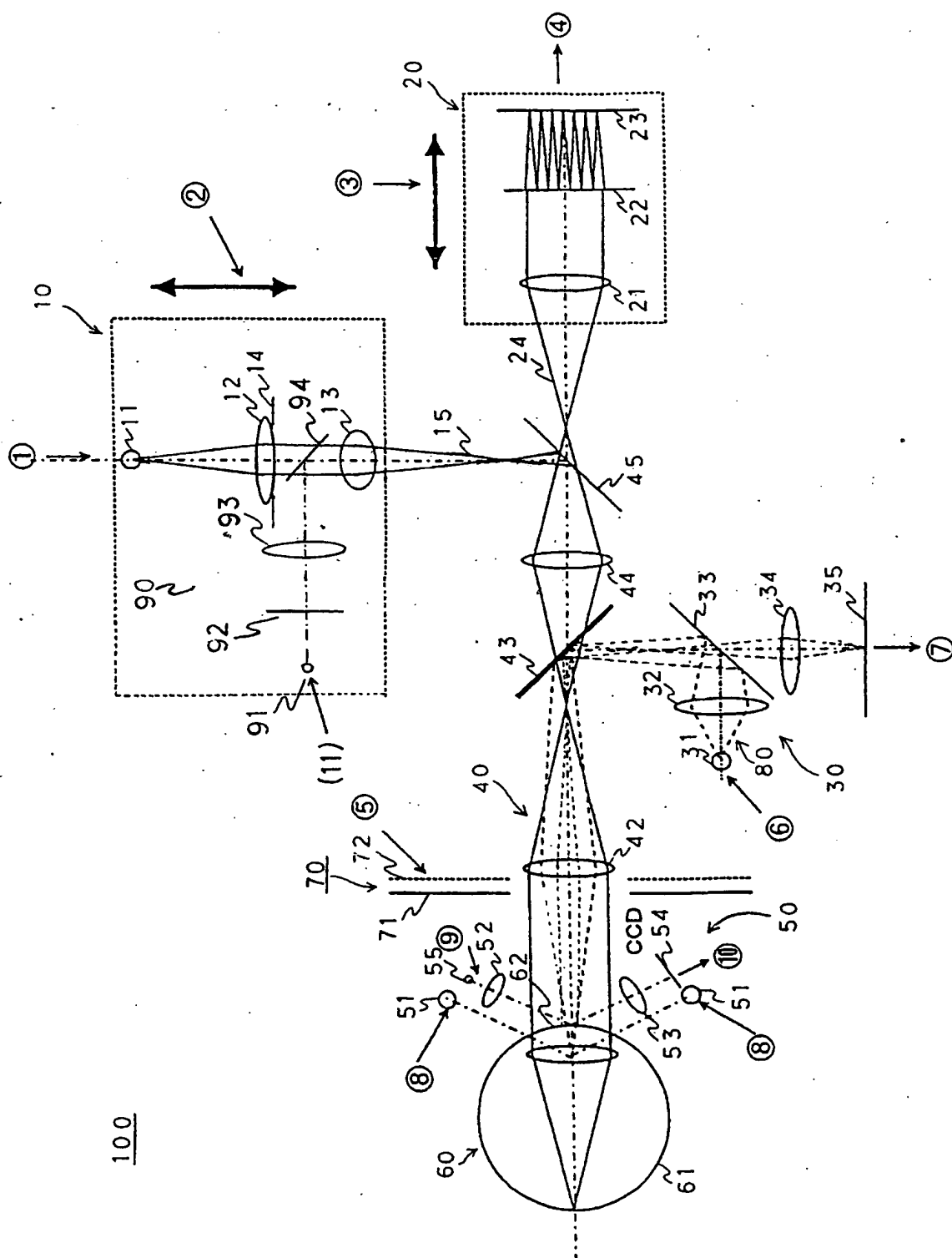
2 4 0 メモリ

2 5 0 第 1 駆動部

2 6 0 第 2 駆動部

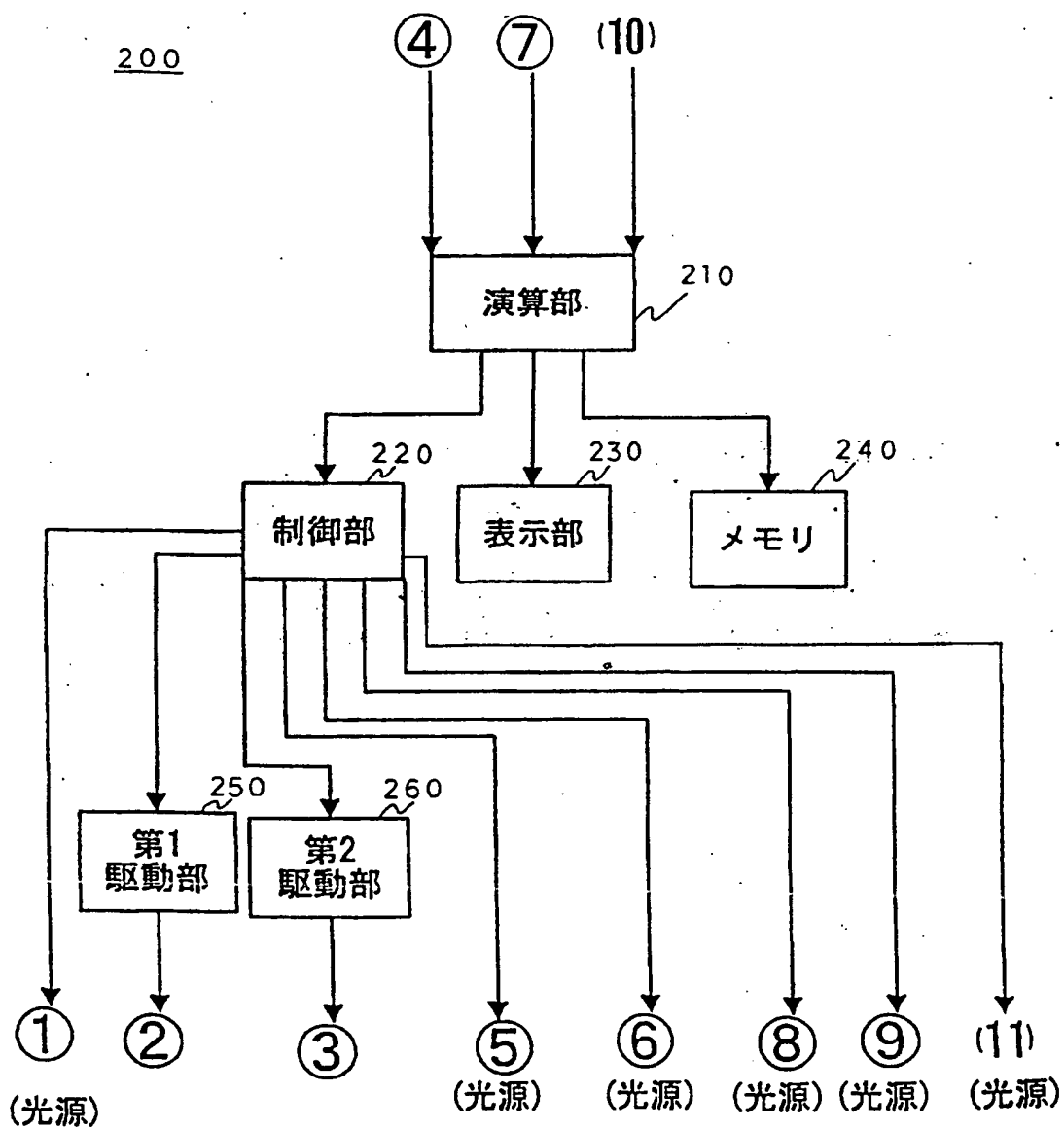
【書類名】 図面

【図 1】

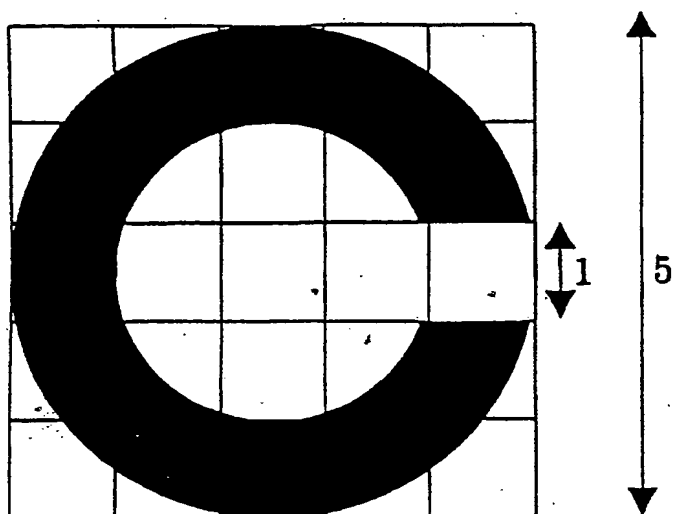


100

【図 2】

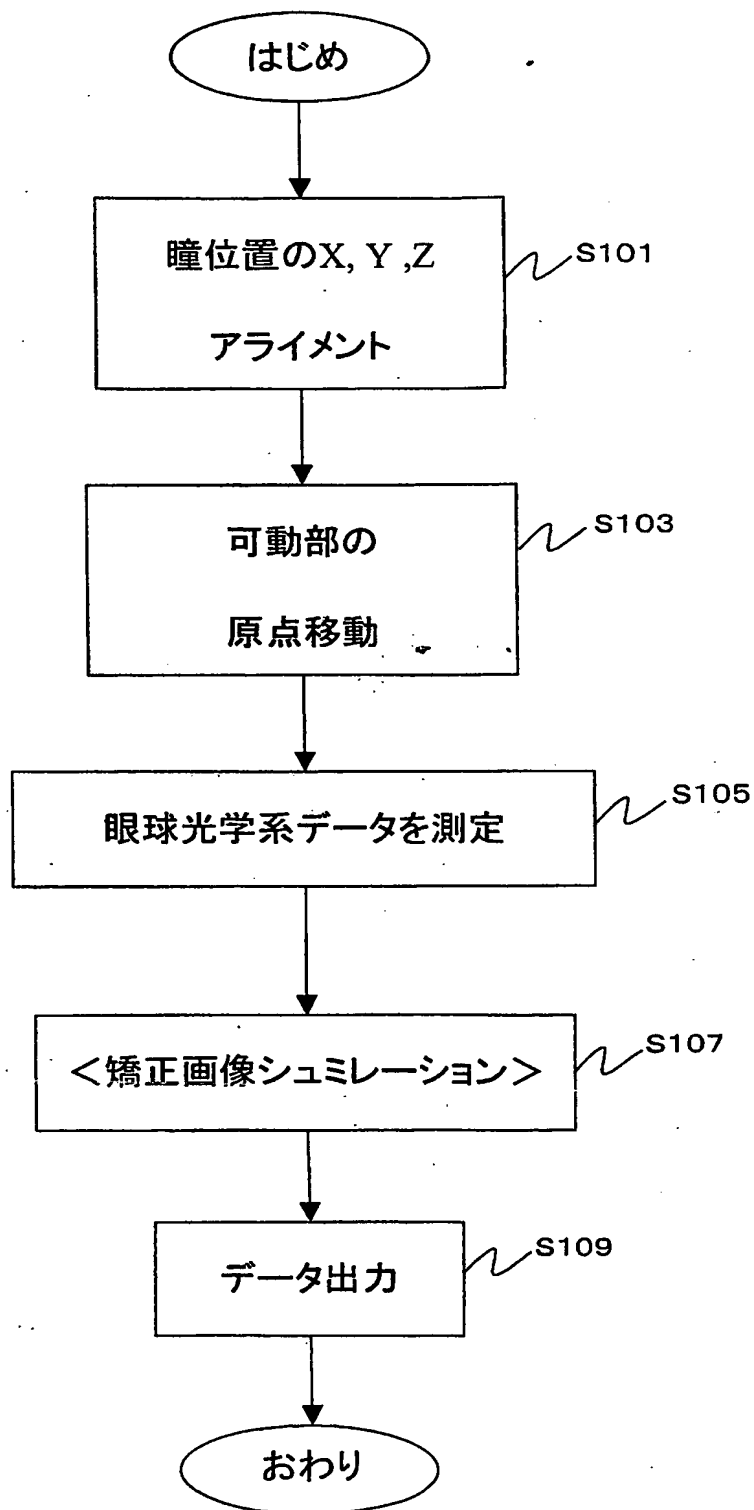


【図 3】

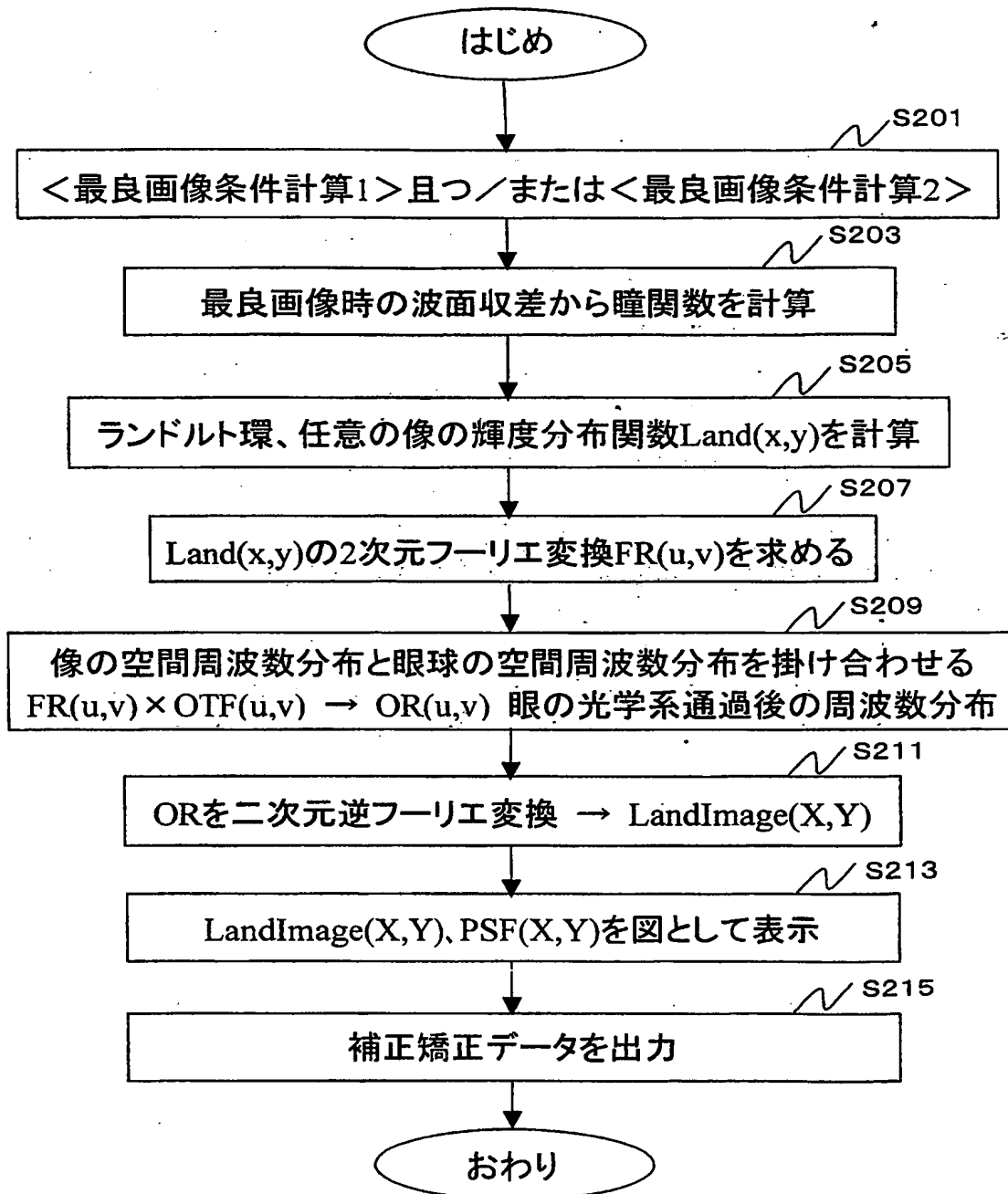


BEST AVAILABLE COPY

【図 4】

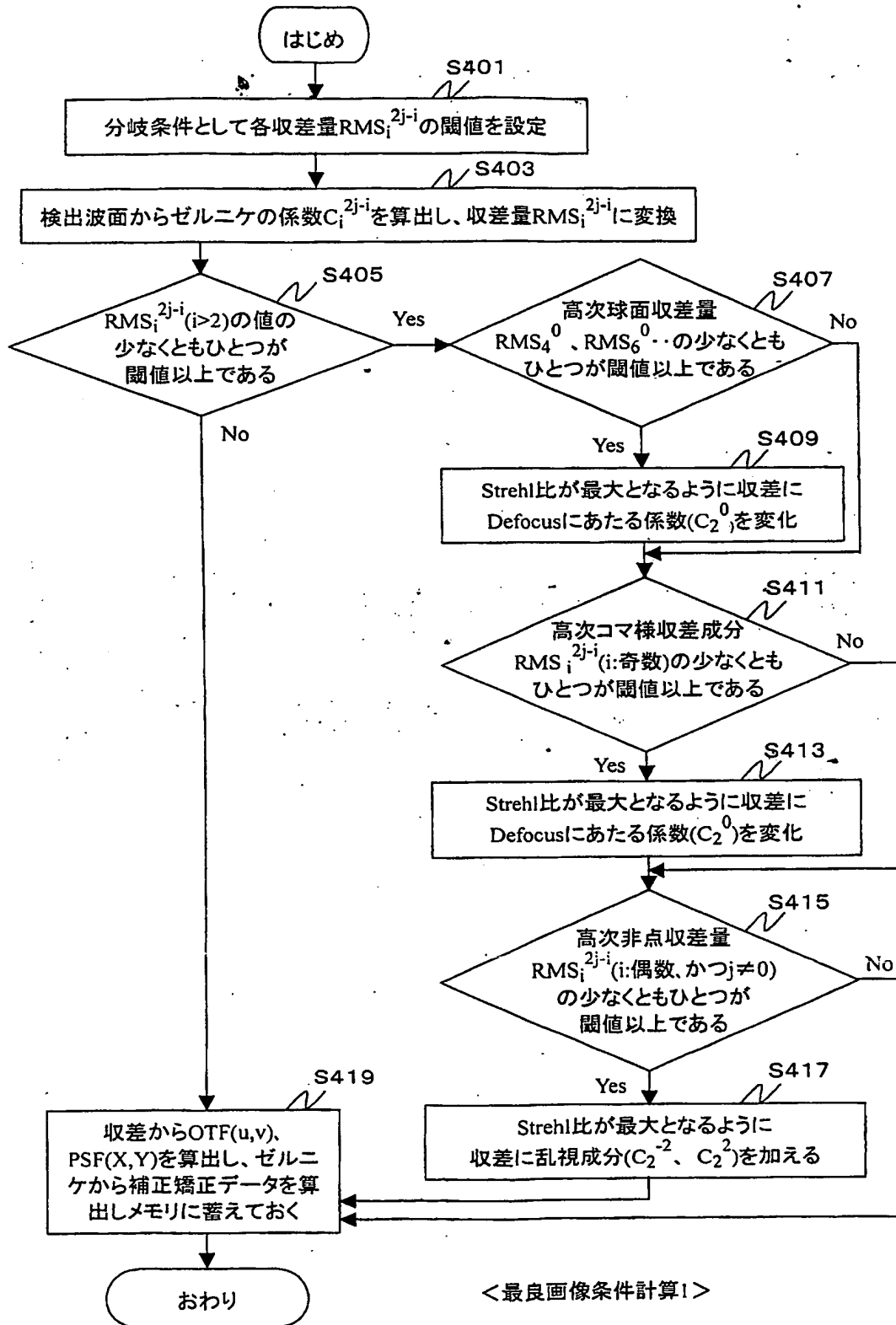


【図 5】

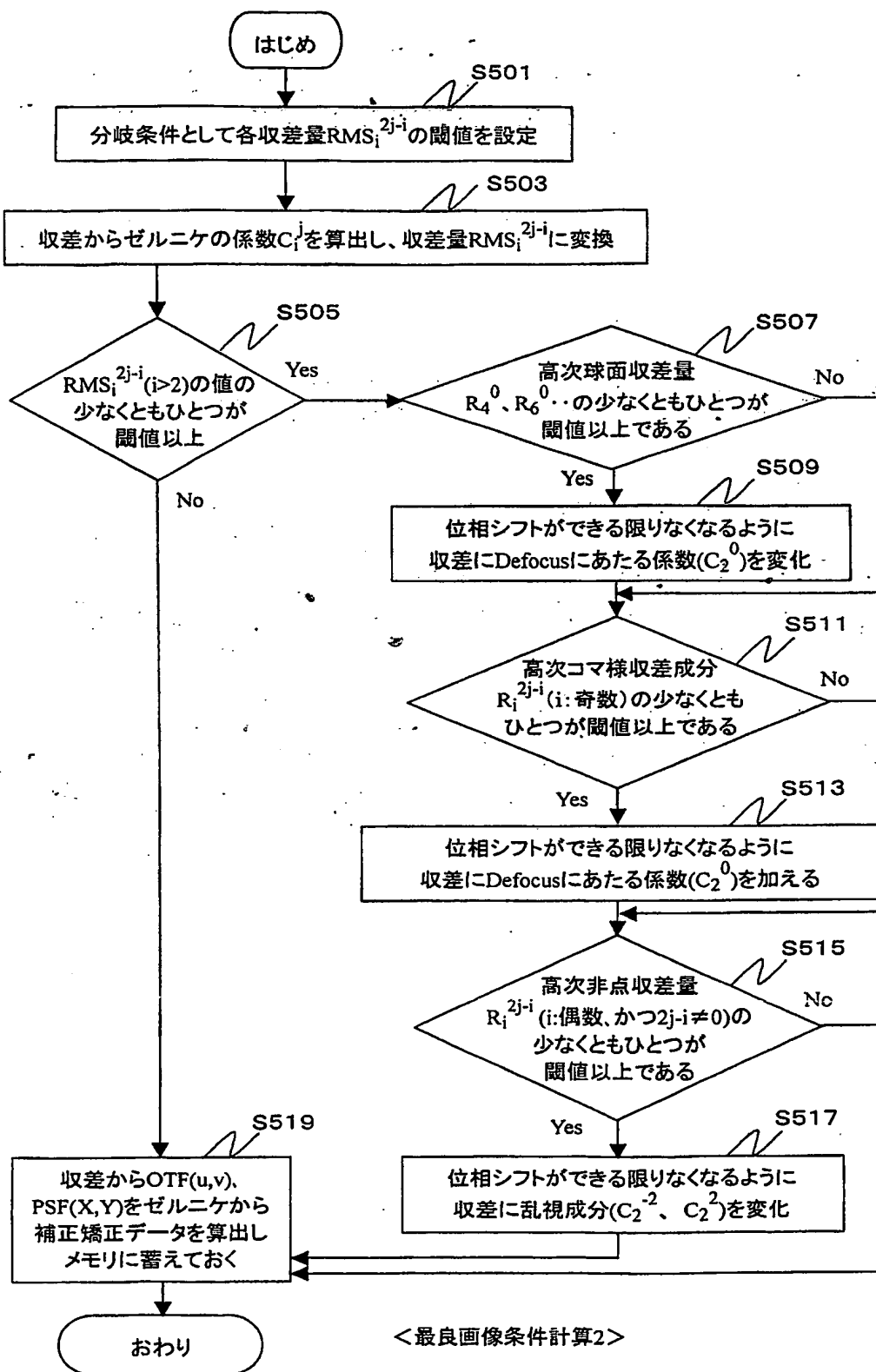


< 矯正画像シミュレーション >

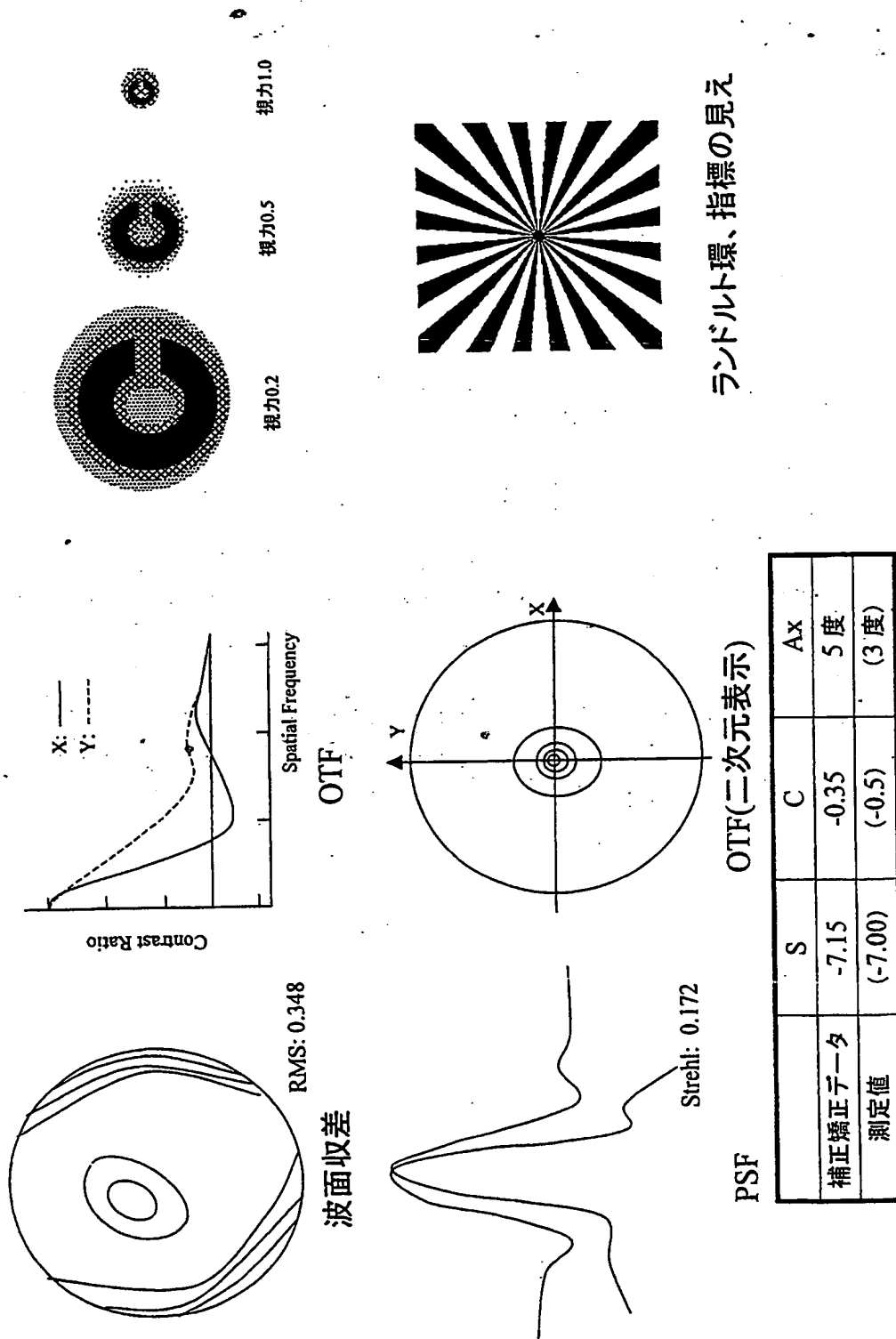
【図 6】



【図 7】

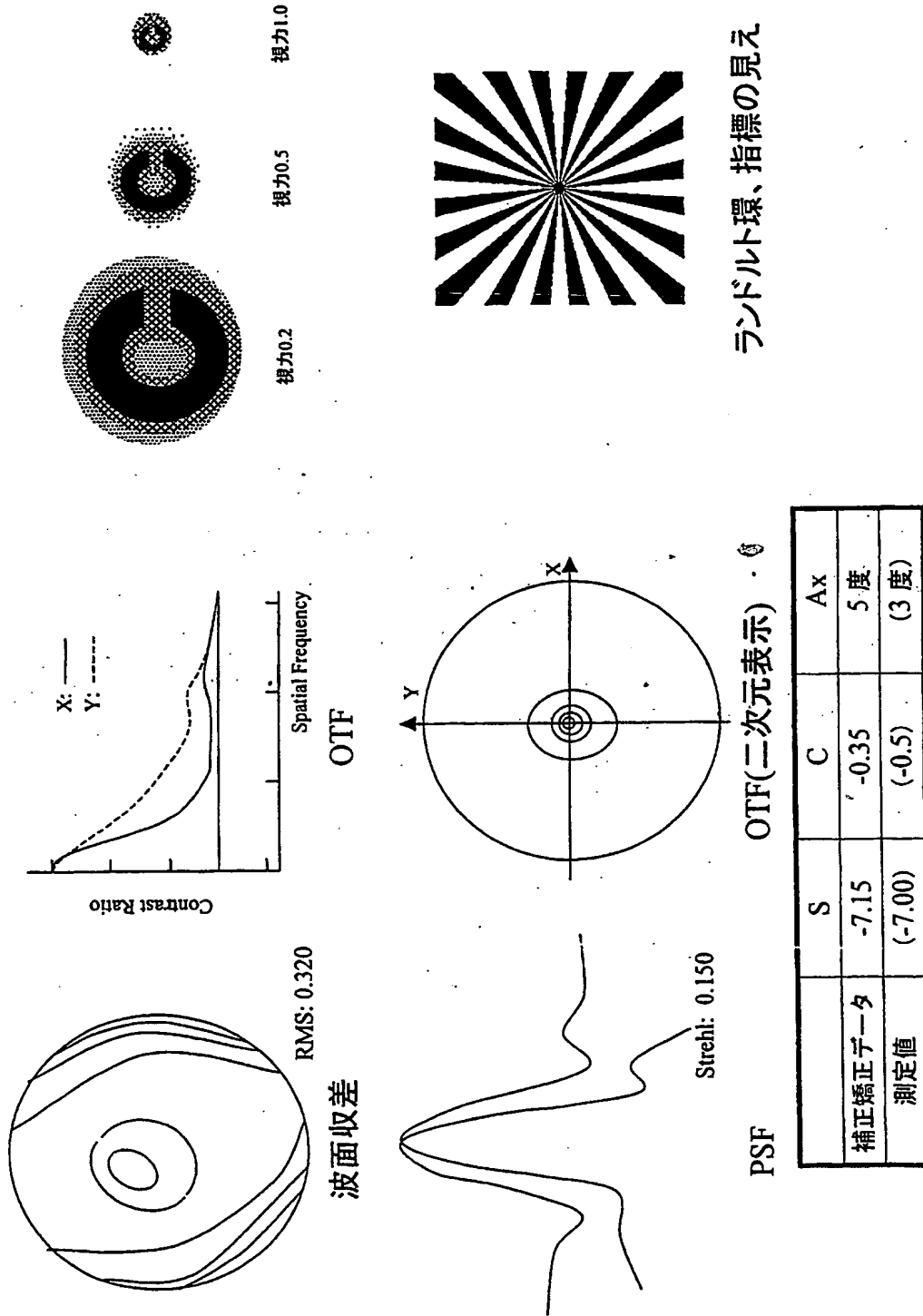


【図8】



最良画像表示-Strehl最適化(瞳孔径4mm)

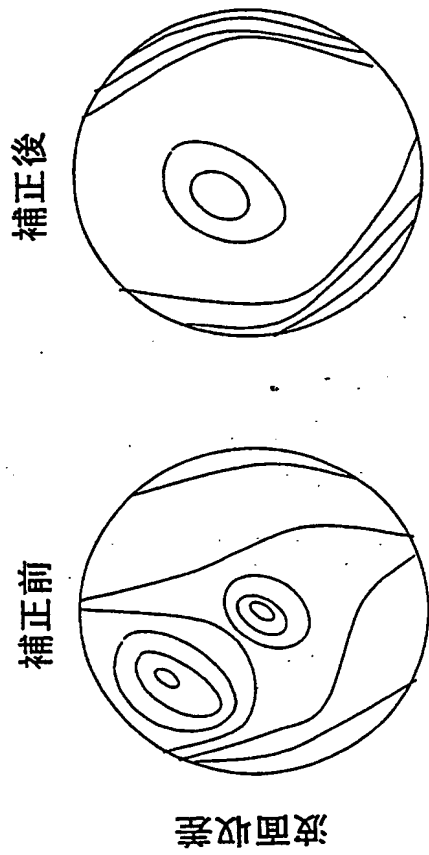
【図 9】



最良画像表示-PTF最適化(瞳孔径4mm)

BEST AVAILABLE COPY

【図 10】



ライトバルト環の見える

	補正前	補正後
Strehl比	0.088	0.122

補正前と補正後の比較(瞳孔径4mm)

BEST AVAILABLE COPY

【図 11】

眼鏡、コンタクト用処方データ(明視野)

	矯正データ	補正矯正データ
S	-7.00	-7.15
C	-0.5	-0.35
A	3	5
Strehl比	0.088	0.122

眼鏡、コンタクト用の処方データ例(瞳孔径4mm)

【図 1.2】

屈折手術用処方データ(明視野)

	測定値	補正矯正データ	補正矯正後予測値
S	-7.00	-7.15	-0.15
C	-0.5	-0.35	-0.15
A	3	5	4
高次球面収差	0.125		0.280
高次非点収差	0.105		0.125
高次コマ収差	0.085		0.090
Strehl比	0.088	0.252 (理想値)	0.198

屈折矯正手術用データ例(瞳孔径4mm)

【図 13】

i	$2j-i$	
0	0	1
1	-1	$r \sin(t)$
1	1	$\cos(t) r$
2	-2	$r^2 \sin(2t)$
2	0	$2r^2 - 1$
2	2	$r^2 \cos(2t)$
3	-3	$r^3 \sin(3t)$
3	-1	$(3r^3 - 2r) \sin(t)$
3	1	$(3r^3 - 2r) \cos(t)$
3	3	$r^3 \cos(3t)$
4	-4	$r^4 \sin(4t)$
4	-2	$(4r^4 - 3r^2) \sin(2t)$
4	0	$6r^4 - 6r^2 + 1$
4	2	$(4r^4 - 3r^2) \cos(2t)$
4	4	$r^4 \cos(4t)$
5	-5	$r^5 \sin(5t)$
5	-3	$(5r^5 - 4r^3) \sin(3t)$
5	-1	$(10r^5 - 12r^3 + 3r) \sin(t)$
5	1	$(10r^5 - 12r^3 + 3r) \cos(t)$
5	3	$(5r^5 - 4r^3) \cos(3t)$
5	5	$r^5 \cos(5t)$
6	-6	$r^6 \sin(6t)$
6	-4	$(6r^6 - 5r^4) \sin(4t)$
6	-2	$(15r^6 - 20r^4 + 6r^2) \sin(2t)$
6	0	$20r^6 - 30r^4 + 12r^2 - 1$
6	2	$(15r^6 - 20r^4 + 6r^2) \cos(2t)$
6	4	$(6r^6 - 5r^4) \cos(4t)$
6	6	$r^6 \cos(6t)$

【図 14】

i	$2j-i$	
0	0	1
1	-1	y
1	1	x
2	-2	$2yx$
2	0	$2x^2 + 2y^2 - 1$
2	2	$x^2 - y^2$
3	-3	$3yx^2 - y^3$
3	-1	$3yx^2 + 3y^3 - 2y$
3	1	$3x^3 + 3xy^2 - 2x$
3	3	$x^3 - 3xy^2$
4	-4	$4yx^3 - 4y^3x$
4	-2	$8yx^3 + 8y^3x - 6yx$
4	0	$6x^4 + 12x^2y^2 + 6y^4 - 6x^2 - 6y^2 + 1$
4	2	$4x^4 - 4y^4 - 3x^2 + 3y^2$
4	4	$x^4 - 6x^2y^2 + y^4$
5	-5	$5yx^4 - 10y^3x^2 + y^5$
5	-3	$15yx^4 + 10y^3x^2 - 5y^5 - 12yx^2 + 4y^3$
5	-1	$10yx^4 + 20y^3x^2 + 10y^5 - 12yx^2 - 12y^3 + 3y$
5	1	$10x^5 + 20x^3y^2 + 10xy^4 - 12x^3 - 12xy^2 + 3x$
5	3	$5x^5 - 10x^3y^2 - 15xy^4 - 4x^3 + 12xy^2$
5	5	$x^5 - 10x^3y^2 + 5xy^4$
6	-6	$6yx^5 - 20y^3x^3 + 6y^5x$
6	-4	$24yx^5 - 24y^5x - 20yx^3 + 20y^3x$
6	-2	$30yx^5 + 60y^3x^3 + 30y^5x - 40yx^3 - 40y^3x + 12yx$
6	0	$20x^6 + 60x^4y^2 + 60x^2y^4 + 20y^6 - 30x^4 - 60x^2y^2 - 30y^4 + 12x^2 + 12y^2 - 1$
6	2	$15x^6 + 15x^4y^2 - 15x^2y^4 - 15y^6 - 20x^4 + 20y^4 + 6x^2 - 6y^2$
6	4	$6x^6 - 30x^4y^2 - 30x^2y^4 + 6y^6 - 5x^4 + 30x^2y^2 - 5y^4$
6	6	$x^6 - 15x^4y^2 + 15x^2y^4 - y^6$

【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 高次収差だけでなく、低次収差を付加した場合の光学性能を評価し、例えばシュトレール比が大きく、及び／又は、位相ずれが少なくなるような低次収差量を算出し、そのときのS、C、A等の補正矯正データを求めることでより自覚値に近い結果を得る。

【解決手段】 演算部は、被検眼の屈折力分布を示す測定データを受け取り、その測定データに基づき低次収差と高次収差を求める（S401、S403）。演算部は、高次収差が所定値以上であるかどうかを判断する（S405）。演算部は、高次収差が所定値以上である場合に、所定値以上の高次収差に応じた低次収差量を変化させ、被検眼に相応しい適正な矯正データを求める（S407～S417）kとにより、矯正データを求める（S419）。

【選択図】 図6

特願 2002-251697

出願人履歴情報

識別番号

[000220343]

1. 変更年月日

1990年 8月 8日

[変更理由]

新規登録

住 所

東京都板橋区蓮沼町75番1号

氏 名

株式会社トプコン

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☐ FADED TEXT OR DRAWING
- ☐ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☒ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.